

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開平11-276462

(43) 公開日 平成11年(1999)10月12日

(51) Int.Cl. ⁶	識別記号	F I
A 6 1 B 6/00	3 3 1	A 6 1 B 6/00 3 5 0 D
6/06	3 0 0	3 3 1 E
G 2 1 K 1/02		6/06 3 0 0
		G 2 1 K 1/02 C

審査請求 未請求 請求項の数30 O L (全 12 頁)

(21) 出願番号 特願平11-19953
(22) 出願日 平成11年(1999) 1 月28日
(31) 優先権主張番号 0 9 / 0 1 5 7 2 5
(32) 優先日 1998年 1 月29日
(33) 優先権主張国 米国 (U S)

(71) 出願人 593078006
シーメンス コーポレイト リサーチ イ
ンコーポレイテッド
アメリカ合衆国 08540 ニュージャージ
ー プリンストン カレツジロードイース
ト 755
(72) 発明者 スレーラマ ケイ ムーシー
アメリカ合衆国 ニュージャージー モン
マス ジャンクシオン コットンウッド
コート 60
(74) 代理人 弁理士 矢野 敏雄 (外 2 名)

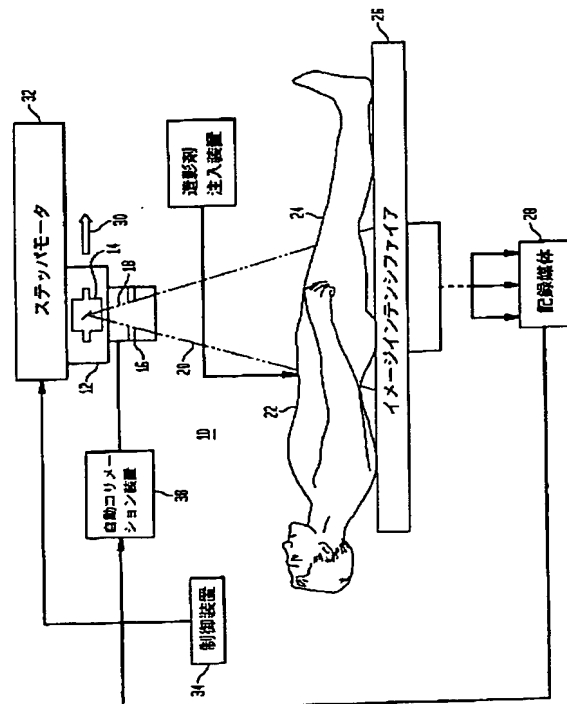
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 画像収集中にX線イメージングシステムのコリメータを自動設定する方法、およびX線イメージングシステム

(57) 【要約】

【課題】 画像収集中に実行可能なように十分に迅速な、信頼性の高い自動コリメーションを行うための方法および装置を提供する。

【解決手段】 (a) 1つの撮像個所で迅速にスカウトされた画像を受け取るステップと、(b) 画像のボディ部分の領域の位置を自動的に検出するステップと、(c) 検出されたボディ部分の領域の位置に基づいてコリメータの設定を自動的に形成するステップとを有し、この設定によりコリメータが実質的に非ボディ部分の領域を覆うように自動的に調整する。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】 (a) 1 つの撮像個所で迅速にスカウトされた画像を受け取るステップと、(b) 前記画像のボディ部分の領域の位置を自動的に検出するステップと、(c) 検出された前記ボディ部分の領域の位置に基づいてコリメータの設定を自動的に形成するステップとを有し、該設定によりコリメータが実質的に非ボディ部分の領域を覆うように自動的に調整する、ことを特徴とする画像収集中に X 線イメージングシステムのコリメータを自動設定する方法。

【請求項 2】 前記検出するステップは、画像から得られた多方向のピクセルの強度線プロファイルの負の曲率の極値に基づいて画像を複数の領域に分割するステップと、各領域に相応に全体的な特徴を求めるステップと、該全体的な特徴を用いて、前記領域をボディ部分の領域と非ボディ部分の領域とに分類するステップとを含む、請求項 1 記載の方法。

【請求項 3】 前記分割するステップは、画像から多方向のピクセルの強度線プロファイルを取り出すステップと、該ピクセルの強度線プロファイルから負の曲率の局所的な極値を求めるステップと、該負の曲率の局所的な極値を組み合わせて負の曲率の画像を形成するステップと、該負の曲率の画像を複数の領域に分割するステップとを含む、請求項 2 記載の方法。

【請求項 4】 前記分割するステップは、前記組み合わせるステップの前に、負の曲率の極値のピクセルからノイズを除去するステップを含む、請求項 3 記載の方法。

【請求項 5】 前記特徴を求めるステップは、画像から得られたピクセルの強度線プロファイルの負の曲率からノイズを除去するステップを含む、請求項 2 記載の方法。

【請求項 6】 前記ノイズを除去するステップは、ピクセルの強度線プロファイルの負の曲率のなかで十分にアラインメントされた曲率のピクセルを強調するステップと、適応の閾値を求めて、ピクセルの強度線プロファイルの負の曲率のなかからノイズを表すピクセルを識別するステップと、ノイズとして識別されたピクセルをピクセルの強度線プロファイルの負の曲率から除去するステップとを含む、請求項 5 記載の方法。

【請求項 7】 前記特徴は、各領域内で選択された方向に沿って存在するピクセル毎の強度変動の最小量と、各領域の強度のメディアン値と、撮像個所のシリアル番号とを含む、請求項 2 記載の方法。

【請求項 8】 前記特徴を求めるステップは、

選択された方向の線に沿って特徴を求めるステップと、各領域内で該特徴を伝播するステップと、領域間で該特徴を伝播するステップとを含む、請求項 2 記載の方法。

【請求項 9】 前記分類するステップは、訓練ピクセルの収集から階層デシジョンツリーを形成するステップを含み、ここで各ピクセルは前記特徴を有しており、かつボディ部分の領域または非ボディ部分の領域としてラベルを付されており、

10 各ピクセルを前記特徴値にしたがって、デシジョンツリーを用いてボディ部分の領域と非ボディ部分の領域とに分類するステップを含む、請求項 2 記載の方法。

【請求項 10】 前記分類するステップは、前記設定を形成するステップの前に分類された領域からノイズを除去するステップを含む、請求項 2 記載の方法。

【請求項 11】 前記 1 つの撮像個所は複数の撮像個所のうちの 1 つであり、すべての撮像個所で迅速にスカウトされた複数の画像を受け取り、各撮像個所で選択された 1 つの画像に対して前記ステップ (b) および前記ステップ (c) を繰り返すステップと、撮像個所で得られた設定を保持するステップと、保持されている相応の設定にしたがって診療用画像収集中にコリメータを各画像位置で調整するステップとを有する、請求項 1 記載の方法。

【請求項 12】 (a) 1 つの撮像個所で迅速にスカウトされた画像を受け取るステップと、(b) 該画像から得られた多方向のピクセルの強度線プロファイルの負の曲率の極値に基づいて前記画像を複数の領域に分割するステップと、(c) 各領域に相応する全体的な特徴を求めるステップと、(d) 該全体的な特徴を用いて、前記領域をボディ部分の領域と非ボディ部分の領域とに分類するステップとを有する、ことを特徴とする X 線画像をボディ部分の領域を非ボディ部分の領域とに自動的にセグメント分割する方法。

【請求項 13】 前記分割するステップは、画像から多方向のピクセルの強度線プロファイルを取り出すステップと、該ピクセルの強度線プロファイルから負の曲率の局所的な極値を求めるステップと、該負の曲率の局所的な極値を組み合わせて、負の曲率の画像を形成するステップと、該負の曲率の画像を複数の領域に分割するステップとを含む、請求項 12 記載の方法。

【請求項 14】 前記分割するステップは、前記組み合わせるステップの前に、該極値のピクセルからノイズを除去するステップを含む、請求項 13 記載の方法。

【請求項 15】 前記特徴を求めるステップは、
50 画像から得られたピクセルの強度線プロファイルの負の曲

率からノイズを除去するステップを含む、請求項 1 3 記載の方法。

【請求項 1 6】 前記ノイズを除去するステップは、ピクセルの強度線プロファイルの負の曲率のなかでアライメントされた曲率のピクセルを強調するステップと、適応の閾値を求めて、ピクセルの強度線プロファイルの負の曲率のなかからノイズを表すピクセルを識別するステップと、ノイズとして識別されたピクセルをピクセルの強度線プロファイルの負の曲率から除去するステップとを含む、請求項 1 5 記載の方法。

【請求項 1 7】 前記特徴は、各領域内で選択された方向に沿って存在するピクセル毎の強度変動の最小量と、各領域の強度のメディアン値と、撮像個所のシリアル番号とを含む、請求項 2 記載の方法。

【請求項 1 8】 前記特徴を求めるステップは、選択された方向の線に沿って特徴を求めるステップと、各領域内で該特徴を伝播するステップと、領域間で該特徴を伝播するステップとを含む、請求項 1 2 記載の方法。

【請求項 1 9】 前記分類するステップは、訓練ピクセルの収集から階層デシジョンツリーを形成するステップを含み、ここで各ピクセルは前記特徴を有しており、かつボディ部分の領域または非ボディ部分の領域としてラベルを付されており、各ピクセルを前記特徴値にしたがって、デシジョンツリーを用いてボディ部分の領域と非ボディ部分の領域とに分類するステップを含む、請求項 1 2 記載の方法。

【請求項 2 0】 前記分類するステップは、分類された領域からノイズを除去するステップを含む、請求項 2 記載の方法。

【請求項 2 1】 X線放射を形成するX線源と、実質的にX線放射の非ボディ部分の領域への照射を防止し、ボディ部分の領域への照射を行う調整可能なコリメータと、対象領域を透過した後にX線放射を受信し、受信されたX線放射を記録可能なようにX線画像に変換するイメージンテンシファイアと、X線画像を記録する記録媒体と、画像収集中にコリメータを自動調整する自動コリメーション手段とを有する、X線末梢部分画像撮影に使用されるX線イメージングシステムにおいて、前記自動コリメーション手段は、画像から得られた多方向のピクセルの強度線プロファイルの負の曲率の極値に基づいて画像を複数の領域に分割する領域境界予測手段と、各領域に相応する全体的な特徴を求める特徴計算手段と、該全体的な特徴を用いて各領域をボディ部分の領域と非ボディ部分の領域とに分類する分類手段と、

分類に基づいてコリメータが実質的に非ボディ部分の領域を覆うように設定を行う設定形成手段とを有する、ことを特徴とするX線イメージングシステム。

【請求項 2 2】 前記領域境界予測手段は、画像から多方向のピクセル強度線プロファイルを取り出す手段と、該ピクセル強度線プロファイルから負の曲率の局所的な極値を求める手段と、該負の曲率の極値を組み合わせて負の曲率の画像を形成する手段と、負の曲率の画像を複数の領域に分割する手段とを有する、請求項 2 1 記載の装置。

【請求項 2 3】 前記領域境界予測手段はさらに、負の曲率の極値を組み合わせる前に該極値からノイズを除去する手段を有する、請求項 2 2 記載の装置。

【請求項 2 4】 前記の曲率の局所的な極値を求める手段は、画像から得られたピクセルの強度線プロファイルの負の曲率からノイズを除去する手段を有する、請求項 2 2 記載の装置。

【請求項 2 5】 前記ノイズを除去する手段により、ピクセルの強度線プロファイルの負の曲率のなかで十分にアライメントされた曲率のピクセルが強調され、ピクセルの強度線プロファイルの負の曲率のなかでノイズを表すピクセルを識別するための適応の閾値が求められ、ノイズとして識別されたピクセルがピクセルの強度線プロファイルの負の曲率から除去される、請求項 2 4 記載の装置。

【請求項 2 6】 前記特徴は、各領域内で選択された方向に沿って存在するピクセル毎の強度変動の最小量と、各領域の強度のメディアン値と、撮像個所のシリアル番号とを含む、請求項 2 1 記載の装置。

【請求項 2 7】 前記特徴計算手段は、選択された方向の線に沿って特徴を求める手段と、各領域内で該特徴を伝播する手段と、領域間で該特徴を伝播する手段とを有する、請求項 2 1 記載の装置。

【請求項 2 8】 前記分類手段は、前記特徴を有しており、かつボディ部分の領域または非ボディ部分の領域としてラベルを付された訓練ピクセルの収集から階層デシジョンツリーを形成する手段と、各ピクセルを前記特徴の値にしたがって、デシジョンツリーを用いてボディ部分の領域と非ボディ部分の領域とに分類する手段とを有する、請求項 2 1 記載の装置。

【請求項 2 9】 前記自動コリメーション手段はさらに、分類された領域からノイズを除去する手段を有する、請求項 2 1 記載の装置。

【請求項 3 0】 前記設定形成手段により、設定を形成する際にコリメータの制約条件が考慮される、請求項 2 1 記載の装置。

【発明の詳細な説明】

【 0 0 0 1 】

【発明の属する技術分野】本発明は、画像収集中にX線イメージングシステムのコリメータを自動設定する方法に関する。本発明はまた、X線末梢部分画像撮影に用いられるX線イメージングシステムに関する。

【 0 0 0 2 】

【従来の技術】診療放射線プロシージャ例えばX線透視撮影は多くの疾患の診断および治療に利用されている。この診療放射線プロシージャは一般的にコンピュータ化されたX線イメージングシステムにより行われる。ほとんどのX線イメージングシステムは典型的にはX線源、イメージンテンシファイアおよび記録媒体を有している。

【 0 0 0 3 】 こうした診療放射線プロシージャでは、X線の直接照射を避け、散乱X線がX線イメージングシステムのイメージンテンシファイアまたは画像記録媒体に達することを防ぐことが重要である。X線が直接にイメージンテンシファイアに照射されると装置にダメージを与え、診療に使用できない画像を形成してしまうことがある。また散乱X線は診療放射線プロシージャを実施する医療人員に対して健康上の悪影響を与える。このような懸念に対して、対象となる被検体を撮影するのに必要な最低限の所定範囲でX線ビームをコリメートするコリメータが設けられている。コリメーションは実際に散乱放射を低減させ、対象となる被検体の撮影品質を改善する。

【 0 0 0 4 】 X線撮影プロシージャ中画像が撮影されるたびに、ボディ部分が存在しない画像が最適にカバーされるようにコリメータを調整しなければならない。典型的なX線イメージングプロシージャ例えば脚部の末梢部分アンギオグラフィでは、患者に造影剤が注射され、イメージング装置により追跡される。イメージング装置は脚部に沿って複数の位置で画像を撮影することにより造影剤を追跡する。典型的な脚部の末梢部分研究では5〜7個の位置が用いられる。コリメータは各位置で画像が撮影される前に手動で調整しなければならない。この手動の調整には、各位置でのマスクラン前のコリメータの設定、設定の保管、この設定のルックアップテーブルからの実際の画像収集中の検索が含まれる。

【 0 0 0 5 】 手動でのコリメータ設定には時間がかかり、かつ患者や医師が被曝する放射線量も増大する。さらに、医師の技術レベルおよび他の人的要素によって劣悪な画像が撮影されることがある。最も重要なのは、医師が患者に対する診療の重要な活動に従事している際に、できる限り医師の注意を散漫にさせないことである。

【 0 0 0 6 】 自動コリメーションは望ましい画像撮影の重要なアプリケーションであり、新しい技術として診療画像撮影に多くの利点を有している。末梢部分のX線イメージ研究は自動コリメーション法および自動コリメー

ション技術から多くを得ている。

【 0 0 0 7 】

【発明が解決しようとする課題】本発明の課題は、画像収集中に実行可能なように十分に迅速な、信頼性の高い自動コリメーションを行うための方法および装置を提供することである。

【 0 0 0 8 】

【課題を解決するための手段】この課題は、(a) 1つの撮像個所で迅速にスカウトされた画像を受け取るステップと、(b) 画像のボディ部分の領域の位置を自動的に検出するステップと、(c) 検出されたボディ部分の領域の位置に基づいてコリメータの設定を自動的に形成するステップとを有し、この設定によりコリメータが実質的に非ボディ部分の領域を覆うように自動的に調整して解決される。課題はまた、(a) 1つの撮像個所で迅速にスカウトされた画像を受け取るステップと、(b) この画像から得られた多方向のピクセルの強度線プロファイルの負の曲率の極値に基づいて画像を複数の領域に分割するステップと、(c) 各領域に相応する全体的な特徴を求めるステップと、(d) 全体的な特徴を用いて、領域をボディ部分の領域と非ボディ部分の領域とに分類するステップとを有するようにして解決される。課題はまた、自動コリメーション手段は、画像から得られた多方向のピクセルの強度線プロファイルの負の曲率の極値に基づいて画像を複数の領域に分割する領域境界予測手段と、各領域に相応する全体的な特徴を求める特徴計算手段と、この全体的な特徴を用いて各領域をボディ部分の領域と非ボディ部分の領域とに分類する分類手段と、分類に基づいてコリメータが実質的に非ボディ部分の領域を覆うように設定を行う設定形成手段とを有するX線イメージングシステムにより解決される。

【 0 0 0 9 】

【発明の実施の形態】本発明によれば、X線イメージングシステムのコリメータを画像収集時に自動的に設定する方法において、個々のイメージ位置でラピッドスカウト画像を受け取る。1つの画像におけるボディ領域の位置が自動的に検出される。検出されたボディ領域の位置はコリメータの設定を自動的に行うために用いられる。この設定はコリメータが実際には非ボディ部分の領域を覆うように調整するために用いられる。

【 0 0 1 0 】 本発明の別の実施形態は、X線による末梢部分の画像撮影のためのX線イメージングシステムに関する。このX線イメージングシステムはX線源、調整可能なコリメータ、イメージンテンシファイア、記録媒体、および画像収集中にコリメータを自動調整するための自動コリメーション手段を有している。自動コリメーション手段は、画像から得られた多方向のピクセルの強度線プロファイルの負の曲率極値に基づいて画像を複数の領域に分割する領域境界予測手段と、各領域に対応する全体的な特徴を求める特徴計算手段と、各領域をボ

10

20

30

40

50

ディ部分の領域と非ボディ部分の領域とに分類する分類手段と、非ボディ部分の領域を実質的にすべて覆うようにコリメータを設定する設定形成手段とを有する。

【 0 0 1 1 】

【実施例】図 1 には、本発明による自動コリメーション装置 3 8 を有するコンピュータ化された X 線イメージングシステム 1 0 の 1 つの実施例が示されている。X 線イメージングシステム 1 0 は末梢部分（例えば脚部、腕部、首および頭部）の診療用イメージ研究に用いられる。X 線装置 1 0 はコンピュータ化されたイメージング装置 1 2 を有しており、このイメージング装置は X 線源 1 4 およびコリメータ 1 6 を有している。X 線源 1 4 は X 線ビーム 1 8 を形成し、この X 線ビームはコリメータ 1 6 によってコリメートされる。コリメータ 1 6 は末梢部分の X 線研究に一般的に用いられる数種のコリメータのうちのいずれかでよい。例えばコリメータ 1 6 は固定絞り、可変絞りまたはフィンガーコリメータである。コリメートされた X 線ビーム 2 0 はボディ 2 2 の対象エリア 2 4 を透過し、X 線イメージインテンシファイア 2 6 に達する。X 線イメージングシステムの別の実施例では、コリメータはイメージインテンシファイアの直接前方に配置される。

【 0 0 1 2 】イメージインテンシファイア 2 6 は X 線ビーム 2 0 を処理し、記録媒体 2 8 例えばフィルムまたは CRT で記録可能なようにする。イメージング装置 1 2 は図の矢印 3 0 の方向へ水平方向に移動可能であり、複数のイメージ位置で末梢部分の X 線画像を撮影できる。脚部の研究は典型的には 5 ～ 7 個のイメージ位置により行われる。イメージング装置 1 2 の水平方向の移動はステップモータ制御装置 3 4 によって制御されるステップモータ 3 2 により行われる。造影剤注入装置 3 6 が設けられており、診療放射線撮影前に患者 2 2 に造影剤を注射することができる。X 線診療用の画像撮影は良く知られていて一般に使用されているので、これらのユニットの詳細はここでは説明しない。

【 0 0 1 3 】自動コリメーション装置 3 8 は X 線装置 1 0 のコリメータ 1 6 に接続されている。自動コリメーション装置 3 8 は末梢部分の X 線画像をボディ部分と非ボディ部分とにセグメント分割する方法を実行する。この方法によって得られた情報を用いて、コリメータ 1 6 に対して適切なコリメータ設定値が画像収集中に形成される。この設定によりコリメータ 1 6 が調整され、コリメータのハードウェアの制約を考慮して、非ボディ部分の領域をできる限り多く（すなわちボディ部分の領域をできる限り少なく）覆うようにする。

【 0 0 1 4 】X 線透視撮影においてボディの位置を決定する作業は多くの原因から困難である。第 1 に、ボディのどの部分を観察しているか未知の状態でセグメント分割を行わなければならない点、第 2 に、X 線透視研究では使用される放射線量が小さいので、画像は一般的に低

い S/N 比を有している点、第 3 に、軟組織では境界のコントラストがきわめて低いことが多く、コントラストが低いと従来のエッジ検出アルゴリズムでは軟組織の境界の検出がうまくいかない点、第 4 に、現在のコリメーションおよびノイズによりピクセルでの局所的な強度特性が不適当なものとなり、ピクセルがボディ部分に属しているか否かを判別できなくなってしまう点、最後に、セグメント分割および自動コリメーションは画像収集時間中に行われる必要がある点である。これらの問題は画像処理の複雑性を増大させ、操作者に制約を与える。

【 0 0 1 5 】本発明の自動コリメーション装置 3 8 によって実行される方法はこれらの問題を十分に解決している。この方法がソフトウェアとして実行される場合、ノイズを有し低コントラストなコリメート前の X 線透視画像に対してローバスタかつ効果的に用いられる。ボディ部分を手動でセグメント分割することに比べて、この方法ではきわめて高い（> 9 5 %）感度および特異度が得られる。この方法をソフトウェアとして有効に実現するための 1 つの実施例では、この方法は通常の Windows NT 4.0 を用いる 200MHz Pentium Pro PC により、位置ごとに 5 0 0 m s 以下の時間で動作する。並列化とハードウェア高速化により、動作時間をさらに改善することができる。

【 0 0 1 6 】図 2 には、本発明の自動コリメーション方法のステップを示すフローチャートが示されている。この方法では末梢部分の X 線画像のボディ部分領域をバックグラウンド（現在のコリメーション、直接照射）から分離する。画像のどの個所にボディが存在しているかについての情報は、図 1 の X 線イメージングシステム 1 0 のコリメータ 1 6 の設定を行うために用いられる。

【 0 0 1 7 】図 2 のフローチャートのステップ A で、X 線イメージングシステムの X 線源は適切な低線量の透視を行うように調整され、コリメータはコリメーションのためにも予め定められたデフォルト設定に調整される。このステップは各位置で繰り返される。

【 0 0 1 8 】ステップ B で、各位置での到来画像が縮小化およびスムージングによって前処理される。この前処理のステップは当業者には公知で一般的に使用されているので、ここでは詳細には説明しない。

【 0 0 1 9 】ステップ C で、軟組織の境界を強度プロファイルの方向曲率を使用して検出する。軟組織の境界を正確に検出しないと、この情報に依存して続いて行われる全体的な特徴抽出および分類のステップが困難になるので重要である。従来技術でのエッジ検出法では X 線画像における軟組織の境界を検出できないことが多いが、これはこの境界のコントラストがきわめて低く、通常とは異なる強度分布を有するためである。

【 0 0 2 0 】軟組織の境界は本発明によれば、複数個選択されたスキャン方向での強度線プロファイルに沿って負の曲率点を求めることにより検出される。これにより低

コストラストの境界例えば軟組織の境界を高い信頼性で表示できる。境界がきわめて低いコストラストの状態またはぼんやりしている状態であっても、十分に画定可能な負の曲率点は強度線プロフィール上に存在している。このことは図 3 から図 5 に示されている。図 3 には低コストラストな軟組織の境界を有する踝近傍の末梢部分 X 線画像が示されている。強度プロフィールは図 3 の領域を通る水平方向の線に沿って負の曲率点を有しており、これは図 4 に示される軟組織の境界に対応する。線プロフィールの曲率のヒストグラムによって等化された画像によれば、コストラストのきわめて低い境界が図 5 の負の曲率画像に明確に認められる。強度線プロフィールの曲率は次式により以下のようにして計算される。

【 0 0 2 1 】

【数 1】

$$Idiff(i,j) = \frac{I(i,j) - I(i,j-w)}{w}$$

$$denom(i,j) = w \sqrt{1 + Idiff(i,j)^2}$$

$$hcurv(i,j) = \frac{\arctan(Idiff(i,j+w)) - \arctan(Idiff(i,j))}{denom(i,j+w) + denom(i,j)}$$

【 0 0 2 2 】 ここで $I(i, j)$ はピクセル (i, j) での正規化された強度であり、 w はウィンドウ幅に関するパラメータであって到来画像サイズに依存しており、 \arctan はアークタンジェント関数である。上述の計算は強度線プロフィールの水平方向曲率に対するものであるが、同様の計算を強度線プロフィールの垂直方向曲率または他の方向曲率に対しても行うことができる。本発明では正の曲率値はすべて無視され、ゼロにすることにより除去される。軟組織の境界は負の曲率のみを考慮することによってより良好に捕捉されることがわかったからである。図 5 の曲率値は負の水平方向曲率と負の垂直方向曲率の組合せである。1 つのピクセルでの組み合わせられた曲率値は水平方向および垂直方向曲率の最小量である。

【 0 0 2 3 】 図 5 の負の曲率画像では軟組織の境界が高い信頼性で示されているが、この画像にはまだ幾つかの偽境界も含まれている。曲率は 2 次統計データであるためノイズを有している。

【 0 0 2 4 】 負の曲率を使用可能にするために、偽境界となるピクセルを除去して信頼性を高め、有効な軟組織の境界のみを記録できるようにしなければならない。したがって、図 2 のフローチャートのステップ D で、負の曲率画像におけるノイズはマグニチュード情報およびアラインメント情報を用いて適応的に除去される。マグニチュード情報は、位置決めが所望される弱い軟組織の境界を除去してしまうことがあるため、単独では用いられない。ノイズは負の曲率の画像から、良くアラインメン

トされた曲率を有するピクセルを強調し、画像内の曲率値の累積ヒストグラムに基づいて適応の閾値を求めることにより適応除去する。図 6 から図 8 には、負の曲率画像から適応的にノイズを除去する様子が示されている。この適応ノイズ除去はコリメータの設定形成前に行うと有利である。図 6 には強度の画像 (X 線画像) が示されており、図 7 には対応するノイズを有する線プロフィールの負の曲率画像が示されている。図 8 には図 7 の負の曲率画像からノイズを除去して得られた画像が示されている。図 7、図 8 の画像は詳細な部分を示すためにヒストグラムにより等化されている。

【 0 0 2 5 】 図 2 に示された方法のステップ E で、画像は複数の“領域”に分割される。このことは画像内の重要な領域の境界を、ノイズ除去された負の曲率を 1 つのピクセルで表すことにより行われる。この 1 つのピクセルによる表示は、水平方向および垂直方向のそれぞれの局所的な極値を求め、これらの値を組み合わせ、従来の結合コンポーネント分析技術を用いて簡単なノイズ除去を行うことにより達成される。領域の情報は続く全体的な特徴値抽出および分類に利用されるので、以下にさらに詳細に説明する。図 1 0 には図 9 の画像の領域の境界が示されている。

【 0 0 2 6 】 図 2 のフローチャートのステップ F で、適切な特徴例えば強度値の範囲、サイズなどがステップ E で形成された各領域内の水平方向線および垂直方向線に沿って計算される。本発明の方法によれば、セグメント分割のために 3 つの特徴を用いると有利である。3 つの特徴とは、同質性、代表強度および位置番号である。同質性とは、選択された方向に沿って存在する 1 つの領域内のピクセル毎の強度変動の最小量である。代表強度とは 1 つの領域内の強度のメディアン値である。位置番号とは脚部全体の研究に対する現在の撮像個所の番号である。位置番号は骨盤部分の領域の 0 から開始されている。

【 0 0 2 7 】 これらの特徴は動作時間の制約から簡単でなければならない。付加的な特徴例えば領域のサイズ、脚部研究の撮像個所に対する領域の位置、領域内の強度の変動なども試されたが、本発明での分類に用いられるデジジョンツリー法では、上述の特徴が識別に最も有効であることが示された。一般的な特徴選択法では、上述の 3 つの特徴のセットに加えて他の特徴を使用しても、分類の結果に何の改善も見られないことがわかった。

【 0 0 2 8 】 この方法のステップ G で、特徴の領域間伝播および領域内伝播が行われる。特徴はまず画像内で選択された方向のスキャン線に沿って計算され、領域全体にわたって効果的に伝播される。周知の適切なスムージング技術が特徴値の伝播に用いられる。図 1 1 から図 1 3 には、伝播後の典型的な画像に対する特徴値である同質性および代表強度が示されている。

【 0 0 2 9 】 図 2 のフローチャートのステップ H で、特

微値に基づきデシジョンツリーを用いて、画像内の各ピクセルがボディ部分または非ボディ部分に分類される。ここでは特徴値に基づいてボディ部分であるか非ボディ部分であるかを判別するための規則のセットが設定される。この規則は教師付き学習により設定され、以下自動学習分類子と称される。自動学習分類子は新たなデータが入力されるにつれて時間に応じて自動的に更新される。本発明ではバイナリのデシジョンツリーが特定のクラス分類子として使用される。バイナリのデシジョンツリーでは `if / else` の文が用いられるので理解も分析も容易であり、きわめて迅速に分類を行うことができる。従来技術の分類で使用される、手動で検索されたハードコード化された規則は、十分に一般的ではないので本発明では用いられない。規則は新たなデータが到着するたびに新たに形成すべきである。

【0030】所定数のデータポイント（画像内のピクセル）が訓練集合としてランダムに選択される。この訓練集合は従来のデシジョンツリー法または従来のアルゴリズムにおいて自動的にバイナリのデシジョンツリーを形成するために使用されている。有利なデシジョンツリー法は従来のクラシフィケーション・アンド・リグレッションツリー（CART）法である。この手法はBreiman et al, Classification and Regression Trees, Chapman & Hall Publishers, 1984 (Software available from Salford Systems, Inc.)に記載されている。CART法は周知であるので、ここではあまり詳細には説明しない。ただしこの手法の幾つかの重要な点を以下に説明する。

【0031】CART法は入力としてラベルを付された一連の訓練インスタンスを受け取り、階層デシジョンツリーを出力として形成する。訓練インスタンスはそれぞれ複数の属性およびクラスラベルを有している。本発明ではインスタンスは個々のピクセルであり、属性は上述の計算された特徴であり、クラスラベルはボディ部分

（1）および非ボディ部分（0）である。次にCARTによりこれらのデータからバイナリのデシジョンツリーが形成される。各段階ごとにCARTは訓練集合を分析し、クラス間で最良に識別するテスト（“属性≦値？”）特徴の評価基準に基づいて判別する。訓練集合は最良のテストに基づいて2つのサブセットに分割される。ツリーはそれ以上ノードが形成できなくなるまで帰納的に成長していく。ツリーが形成されるとCARTによりこのツリーは剪定され、ノイズに合致するノードおよび／またはあまり有効でないノードがこの目的に使用される一部の訓練集合に基づいて排除される。

【0032】本発明で使用される有利なバイナリのデシジョンツリーは比較的小さく、160個の端末ノードを有するだけである。ツリーが小さいということは重要である。なぜならこれは選択された特徴が分類作業に適しており、ツリーが未知のデータを正確に分類できる確率が高くなるからである。例えばデータポイントの選択数

が95000であるとする、理論的には95000個の端末ノードを有するツリーが形成されることになる。何万もの未知のデータポイントを正確に分類できるノード160個のツリーは、使用される特徴が分類に適していることを示している。

【0033】分類のためのバイナリツリーを使用することにより、各ピクセルでの特徴ベクトルは個々に端末ノードに達するまで“ドロップダウン”される。ノードのラベルはピクセルに割り当てられる。

【0034】CART法は有利であるが、他のデシジョンツリー法または他のアルゴリズムも所望に応じて使用可能である。

【0035】図2のフローチャートのステップIで分類の結果が前処理され、ノイズを除去される。このスムージングは複数の領域にわたって結合コンポーネント分析により行われる。このような画像処理の操作は当業者には周知であるのでこれ以上は説明しない。

【0036】ステップJで、コリメータの設定がステップIの分類の結果から自動的に定められる。コリメータの設定は、非ボディ部分をできる限り大きくかつボディ部分をできる限り小さく覆うように選択されている。コリメータ設定は自動的に特定のコリメータの制約条件に適合調整される。これは例えば絞りの羽根の数や自由度などを考慮して行われる。

【0037】ステップKで、イメージング装置は自動的に計算されたコリメータの設定パラメータを記録して、コリメータで使用可能なようにする。

【0038】ステップLで、X線源は次の撮像個所に移動され、これは全ての位置が処理されるまで繰り返される。コリメーションのパラメータはイメージング装置に記録される。

【0039】図14には自動コリメーション装置によって表示されるグラフィックユーザインタフェースが示されている。画像は脚部全体の研究のためのものである。同様に他の末梢部分の研究も行うことができる。インタフェースは脚部全体に対する位置で入力された複数の画像40と、1つの位置での到来画像42と、この位置での画像に対するセグメント分割の結果44と、脚部全体に対する結果46を表示している。

【0040】上述の実施例は本発明の原理を適用することのできる多数の可能な実施例のうちの幾つかを説明したものと理解すべきである。例えば補助手動装置を設けて所望の場合に医師または操作者によって自動的に選択されているコリメータ設定を手動調整できるようにすることも可能である。当業者に可能な種々の変更および変化は本発明の範囲内に含まれ、本発明を逸脱することなく実施できる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明による自動コリメーション装置を使用する、コンピュータ化されたX線イメージングシステムの

概略図である。

【図 2】本発明による自動コリメーション方法のステップを示すフローチャートである。

【図 3】低コントラストな軟組織の境界が撮影されている踝付近の末梢部分の X 線画像である。

【図 4】図 3 の領域を通る水平方向の線に沿った強度プロフィールを示す図である。

【図 5】線プロフィールの曲率画像を示す図である。

【図 6】強度の画像を示す図である。

【図 7】図 6 に対応するノイズを有する線プロフィールの 10 負の曲率画像を示す図である。

【図 8】図 7 に対応する適応的にノイズを除去した負の曲率画像を示す図である。

【図 9】強度の画像を示す図である。

【図 10】図 9 に示された画像の境界領域を示す図である。

【図 11】伝播後の典型的な画像に対する特徴値を示す図である。

【図 12】伝播後の典型的な画像のための特徴値を示す図である。

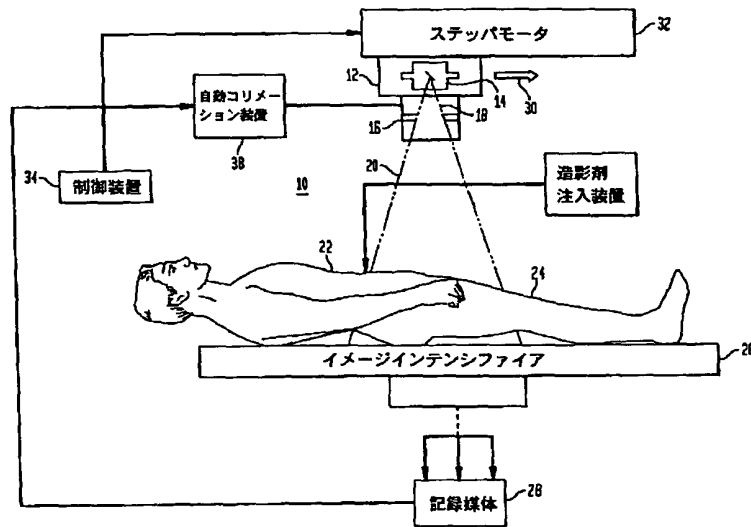
【図 13】伝播後の典型的な画像のための特徴値を示す図である。

【図 14】自動コリメーション装置によって表示されるグラフィックユーザインタフェースを示す図である。

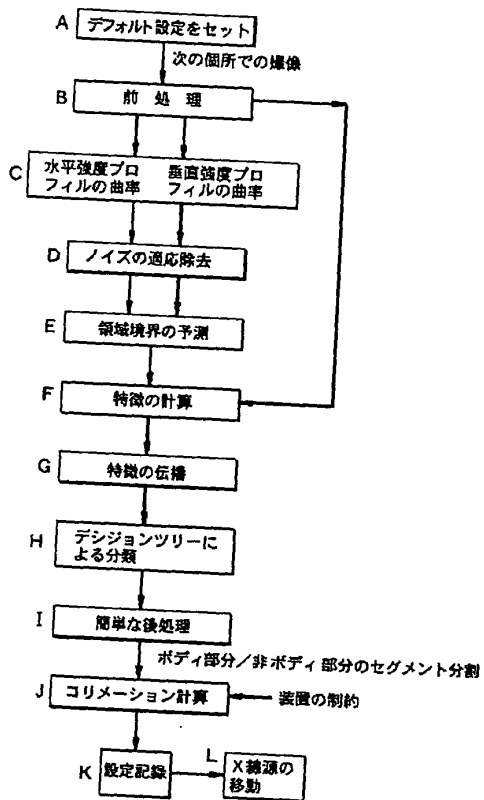
【符号の説明】

- | | |
|----|--------------------|
| 10 | X 線装置 |
| 12 | コンピュータ化されたイメージング装置 |
| 14 | X 線源 |
| 16 | コリメータ |
| 18 | X 線ビーム |
| 20 | コリメートされた X 線ビーム |
| 22 | 患者 |
| 24 | 撮影すべきボディエリア |
| 26 | イメージインテンシファイア |
| 28 | 記録媒体 |
| 30 | 矢印 |
| 32 | ステッパモータ |
| 34 | ステッパモータ制御装置 |
| 36 | 造影剤注入装置 |
| 38 | 自動コリメーション装置 |

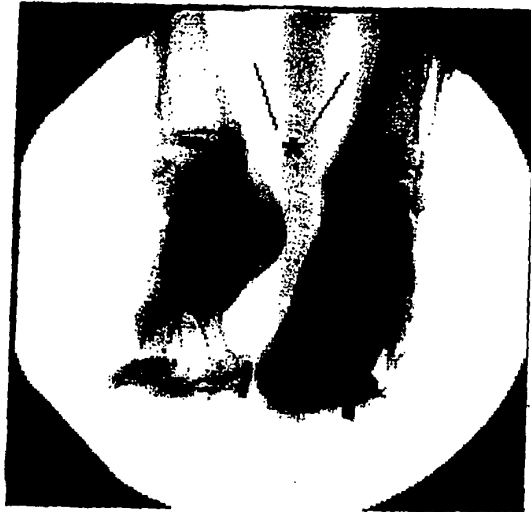
【図 1】



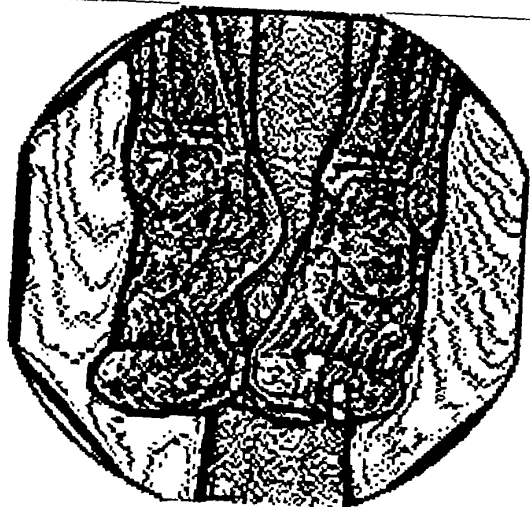
【図 2】



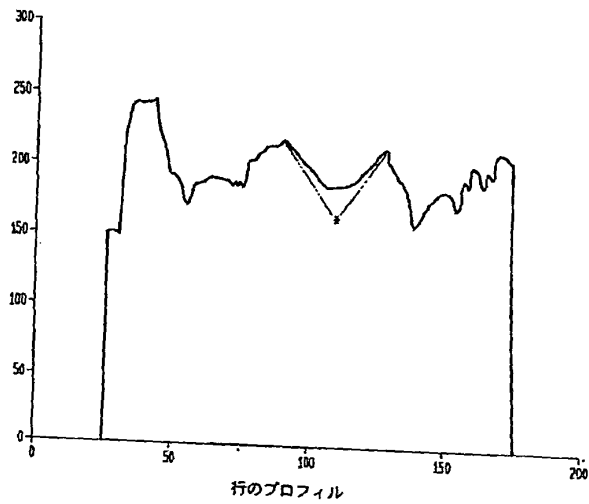
【図 3】



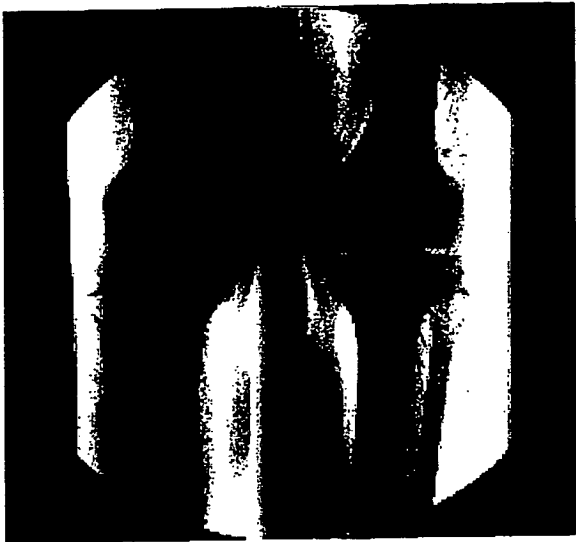
【図 5】



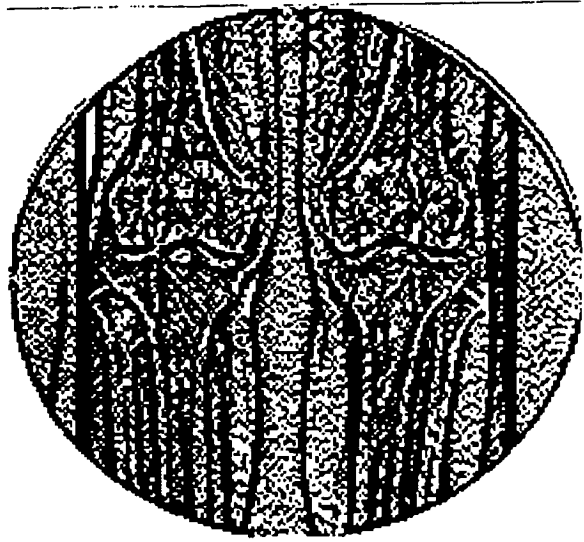
【図 4】



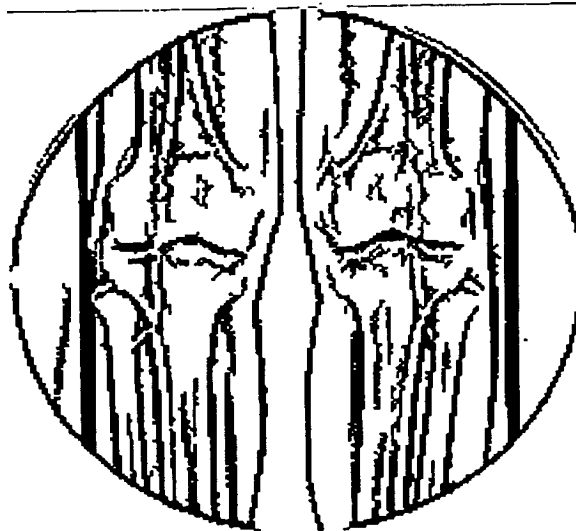
【図 6】



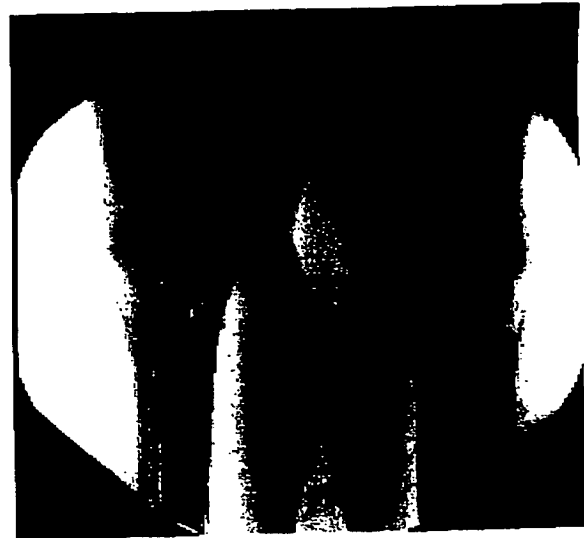
【図 7】



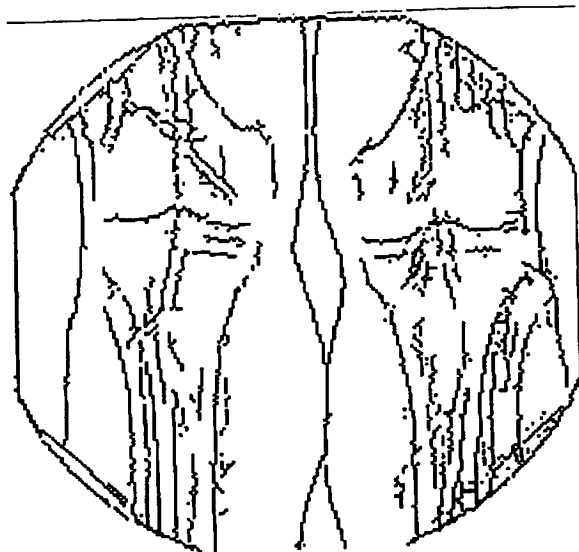
【図 8】



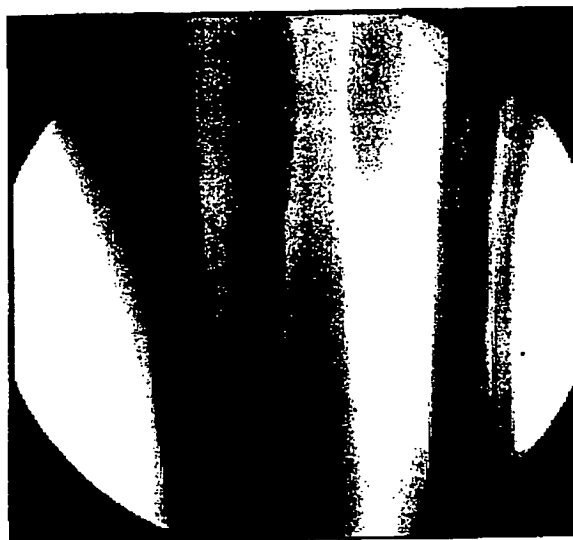
【図 9】



【図 1 0】



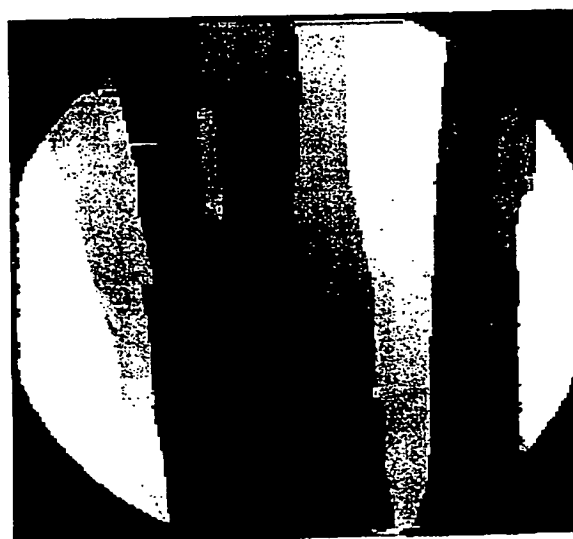
【図 1 1】



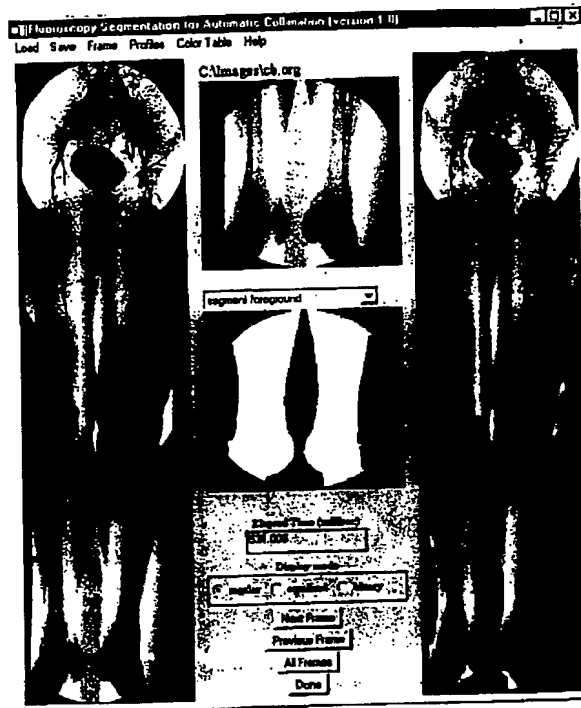
【図 1 2】



【図 1 3】



【図 1 4】



フロントページの続き

(72)発明者 ジャンツング キアン
アメリカ合衆国 ニュージャージー プリ
ンストン ジャンクシオン オックスフォ
ード コート 3